

АНАЛИЗ ТРАНСПЛАНТАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ СОЗДАНИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ КУЛЬТИ ГЛАЗНОГО ПРОТЕЗА ПРИ АНОФТАЛЬМЕ

КРАСИЛЬНИКОВА В.Л.

*Белорусская медицинская академия последипломного образования,
кафедра офтальмологии, г. Минск*

Резюме. Статья посвящена анализу трансплантационных материалов, используемых для создания опорно-двигательной культи глазного протеза при анофтальме. Которая является обязательным условием при удалении глазного яблока. От качества созданной опорно-двигательной культи во многом зависит дальнейший косметический эффект индивидуального протезирования. Эффективность опорно-двигательной культи в свою очередь зависит от выбора имплантационного материала.

В статье дается сравнительная оценка свойств биологических и синтетических материалов, существующих на современном мировом рынке трансплантационных материалов. На основании анализа 48 литературных источников, 13 из которых принадлежат отечественным авторам и 35 - зарубежным, показано, что среди множества материалов, предлагаемых в качестве имплантационных, на первый план выходят синтетические пористые биосовместимые материалы и их композиции. Наиболее популярными среди офтальмохирургов на сегодняшний день являются имплантаты из гидроксиапатита, пористого полиэтилена, углеродного войлока и пенокерамики. Каждый из этих материалов обладает своими положительными и отрицательными качествами, что делает актуальной проблему дальнейшей разработки имплантационных материалов, используемых в пластической офтальмохирургии.

Ключевые слова: анофтальм, офтальмологические имплантаты, опорно-двигательная культя, гидроксиапатит.

Abstract. The article deals with analysis of transplantation materials, used for the construction of functioning stump of ocular prosthesis in case of anophthalmos. The functioning stump of ocular prosthesis is an obligatory condition on removal of an eyeball. Further cosmetic effect of individual prosthetics depends on the quality of the created functioning stump. The efficacy of the functioning stump in its turn depends on the choice of transplantation material.

The analysis of 48 references is made, 13 of which belong to domestic and 35 to foreign authors.

The author estimates the characteristics of biological and synthetic materials, currently existing at the world market of transplantation materials. Among the variety of materials, available for transplantation, the leading position belongs to synthetic poriferous biologically compatible materials and their combinations. Nowadays implants of hydroxyapatite, porous polyethylene, carbon felt and high-porosity open-cell ceramics are the most popular among ophthalmosurgeons. Further development of such materials is an issue of current importance in the field of reconstructive ophthalmosurgery.

Тяжелая офтальмопатология нередко приводит к необходимости удаления глазного яблока. По данным отечественной и зарубеж-

ной литературы известно, что к потере глазного яблока чаще всего приводят травмы глаза, некомпенсированная болящая глаукома и злокачественные новообразования глаза. В большинстве случаев данную категорию пациентов составляют люди трудоспособного возраста до 40 лет, что обуславливает необхо-

Адрес для корреспонденции: 220716, г.Минск, ул. П.Бровки, 3, БелМАПО, кафедра офтальмологии, р.тел. 240-02-51, д.тел. (017)212-71-74, e-mail: krasilmkova_vik@mail.ru. – Красильникова В.Л.

димось получения высоких косметических результатов операции.

Проблема создания адекватной опорно-двигательной культы (ОДК) представляет определенные трудности, связанные с наличием сопутствующей патологии (повреждениями) стенок глазницы, вспомогательных органов глаза, возможными ошибками в расчетах размеров офтальмологического имплантата, выбором вида материала и методики имплантации.

В литературе описано большое количество имплантационных материалов для создания ОДК. С этой целью применялись ауто-, алломатериалы и вещества небиологического происхождения - экспланты.

Применение аутоканей

Пересадка аутоканей имеет место и в настоящие дни. Метод имплантации аутоканей, которые идеально переносятся организмом, лучше воспринимается больным психологически и допускает широкий диапазон использования тканей по виду, размерам и форме.

Наибольшее распространение получило использование жировой клетчатки больного. Но она быстро рассасывается, и культа западает. Добавление к жировому имплантату кожи замедляет процесс его рассасывания, хотя сохранившиеся функции кожных желез и рост волос являются нежелательными. В.Н. Преображенский опубликовал способ имплантации кожно-жирового лоскута, взятого из верхне-наружного квадранта ягодицы, с тщательно удаленным с него эпидермисом (2-3 мм) и сшиванием над лоскутом сухожилий прямых мышц и конъюнктивы частыми узловыми швами, что позволяет добиться более медленного рассасывания жира и большей подвижности культы. Однако существующие процессы резорбции совершенно сводят на нет эффект операции (нивелирование). Кроме того, операция имплантации сопровождается дополнительной операцией по формированию имплантата, что является достаточно травматичной манипуляцией: объем такой культы сокращается через 4-6 мес. в среднем в 2 раза.

Аллотрансплантаты в современной пластической офтальмохирургии

Хорошими пластичными свойствами обладает такой трансплантационный материал, как реберный хрящ. По мнению многих офтальмохирургов, гомохрящ является лучшим биологическим имплантационным материалом [4, 5]. Он обладает низкой антигенной активностью и при рассасывании замещается соединительной тканью без потери объема.

Э.Р. Мулдашев предложил в качестве имплантационного материала трупную подкожно-жировую клетчатку подошвы человека, основываясь на том, что она морфологически и функционально резко отличается от таковой в других областях организма [10]. Вследствие больших механических нагрузок здесь наблюдается значительное развитие стромы, состоящей из мощных пучков коллагеновых волокон, оплетенных тонкой эластичной сетью. Плотная строма образует округлой формы ячейки, в которых находятся жировые клетки диаметром от 30 до 80 мк. Эти ячейки не спадаются даже при полном удалении жира из них, чем можно объяснить их способность сохранять первоначальный объем в различных функциональных условиях. Интенсивность обменных процессов в жировой клетчатке подошвы низка, что позволяет говорить о слабых антигенных свойствах этой ткани. Следует отметить, что химическая стерилизация и консервация тканей не лишает их биологических свойств, антигенные свойства тканей уменьшаются с удлинением срока консервации.

Retout показал, что при применении имплантата из подкожно-жировой клетчатки чаще развивается синдром западения верхней орбиты-пальпебральной борозды [40].

Среди описываемых осложнений при использовании алломатериалов наиболее частыми являются рассасывание и отторжение. Массовое применение биологических имплантационных материалов требует создания банка таких тканей [3]. Однако это связано со значительными материальными и трудовыми затратами, что существенно ограничивает масштабы использования данного вида материалов.

Следует отметить также, что широкого применения донорский материал не находит и из-за возрастающего риска заражения ВИЧ и другими инфекциями.

Синтетические имплантационные материалы

Желание создать опорную, мобильную культю, создающую иллюзию живого глаза, заставляет офтальмохирургов вести постоянный поиск наилучшего имплантационного материала [17].

Имплантаты на основе пластмасс. Л.В. Шиф с коллегами считают, что при выборе материалов следует исходить из анатомической специфики орбитальной области и необходимости предупреждения выпадений имплантатов [13]. По их мнению, после подсадки полимеров в глазницу происходит неравномерная пролиферация соединительнотканых элементов. Образующаяся при этом капсула приобретает неодинаковую толщину: она тонкая у переднего полюса и массивная вокруг заднего отдела имплантата. Подтверждение этому было найдено в исследованиях с применением резиновой смеси 52-240 на основе полиметилвинилсилоксанового каучука СКТВ-1, из которого изготовили сферический имплантат диаметром 12 мм с 2-х мм каналами по трем взаимно перпендикулярным осям. Макроскопическое изучение врастания тканей в каналы силиконовых имплантатов показало, что тканевые тяжи врастают далеко не во все каналы, диаметр тяжей и на ранних стадиях в несколько раз меньше диаметра каналов, а затем они, как и все соединительнотканые образования, подвергаются сморщиванию. Такие отростки не могут надежно фиксировать имплантат к тканям.

В мягких тканях орбиты, травмированных во время оперативного вмешательства, в течение всего срока наблюдения отмечаются атрофические и склеротические изменения. Передний листок капсулы легко разрывается при перемещении имплантата или постепенно истончается из-за сдавливания его между твердыми поверхностями протеза и имплантата.

Улучшить фиксацию силиконовых имплантатов удастся при комбинировании их с лавсановым волокном 200 с размером ячеек 0,5-1 мм. Лавсановая сетка интенсивно прорастает тканью, вокруг нее образуется довольно массивная капсула [13]. Через 7 дней определяется неравномерно широкий слой молодой соединительной ткани с большим количеством фибробластов, источником пролиферации которых являются соединительнотканые прослойки подшитых сюда прямых мышц глаза. В сторону капсулы отходят пучки такой же ткани, охватывающие со всех сторон лавсановые волокна.

Полное созревание соединительной ткани в области лавсановой сетки отмечается лишь к 3-6 мес. В это время капсула и ее отростки истончаются, они представлены преимущественно пучками коллагеновых волокон неравномерной толщины с небольшим числом фиброцитов между ними. Соединительная ткань со всех сторон врастает в сетку, проникая между отдельными нитями. Сохраняется резкий переход тонкой капсулы над силиконовой частью имплантата в более толстую капсулу над лавсановой сеткой, что повышает риск вывихивания имплантата [13].

По данным В.А. Захарова, различные виды силиконовых вкладышей имеют высокий процент выталкивания (до 50% - фторлон-силикон; силикон горячей вулканизации не имеет смысла применять, т.к. имплантаты из него почти в 100% случаев отторгаются) [7]. Наилучшим материалом, по его мнению, является полиметилметакрилат. При его использовании все же отмечено развитие западения в области орбито-пальпебральной борозды.

Отторжение вкладышей связано не только с характером пластмассы, но нередко зависит от конструкции имплантата и особенностей техники операции.

А.Г. Травкин для создания ОДК, удобной для последующего протезирования, применял протакрил - самотвердеющую пластмассу на основе акриловых полимеров типа порошок-жидкость [12]. Формирование имплантата возможно перед самой операцией, с учетом индивидуальных особенностей строения глазни-

цы пациента. Имплантация такого вкладыша вызывает выраженный хемоз конъюнктивы, что приводит к трудностям раннего протезирования. Протезирование конъюнктивальной полости тонкостенным протезом откладывается на 9-10 сутки, что не может не сказаться на правильности формирования конъюнктивальных сводов в постоперационном периоде.

Д.Г. Свердлов и Т.Ф. Аненков подтвердили отторжение в 13% плосковыпуклых перфорированных имплантатов из эластичной пластмассы Эгмасс-12, АКР-7, тефлона, силикона, пенополиуретана, лавсана, стиракрила - 16% случаев.

Л.З. Рубинчик отмечает, что синтетические материалы находят широкое применение в качестве имплантатов для создания ОДК [11]. Неплохие результаты получены при использовании тефлона (фторопласт-4). Тефлоновая культя не изменяется в объеме, сохраняется достаточная глубина сводов и объем конъюнктивального мешка. Микроскопически определяется соединительнотканная капсула с достаточно зрелой соединительной тканью, с малым количеством клеточных элементов. Однако наблюдается выраженный отек век до двух недель, вокруг имплантата может наблюдаться гиперпластический воспалительный процесс, что может привести к деформации конъюнктивальной полости.

Гидроксиапатитные имплантаты. В 1985 г. Perry начал клинические испытания гидроксиапатитных сфер как полностью погружных, прямо подшиваемых имплантатов [40]. Гидроксиапатит (ГА) состоит из соли фосфата кальция, составляющего до 50 % твердой неорганической составляющей естественной кости человека. Пористый ГА получают из особого рода рифообразующих кораллов, основой минеральной части которой является карбонат кальция. Преобразование из карбоната в фосфат кальция обеспечивается гидротермальной ионообменной реакцией. Микроструктура получаемого т.о. материала представляет систему взаимосвязанных пор размером около 500 мкм, и такая открытопористая структура обеспечивает быстрое прорастание фиброваскулярной ткани в поровое

пространство после имплантации в орбиту [20,43].

В настоящее время ГА получил широкое распространение как лучший материал для имплантатов после энуклеации и экзисцерации, обеспечивающий наилучший косметический результат с низкой частотой осложнений [31,34]. Сферические имплантаты из ГА требуют покровного материала, который обеспечивает снижение процента оголения имплантатов и облегчает процесс имплантации [14]. Для обертывания гидроксиапатитных сфер используют мерсилиновую сеть [18,26], склеру [44], псевдокапсулу, образующуюся вокруг силиконового экспандерного имплантата [33].

Главный недостаток имплантата из природного ГА - очень высокая стоимость (от 600 до 800 долларов). Поэтому офтальмологи разных стран активно занимаются работами, направленными на поиск и внедрение биологически и коммерчески пригодных синтетических пористых материалов.

Не прекращаются попытки создать искусственный ГА [19]. Его создание вызывает определенные трудности [16, 25]. Наиболее активен ГА в аморфном состоянии, степень кристаллизации которого увеличивается по мере повышения температуры термообработки. При термическом способе синтеза ГА получается кристаллическая решетка, которая с трудом поддается перестройке с последующей диффузией из нее ионов кальция и фосфатов, так необходимых для регенерации биологической ткани. Аморфному ГА трудно придать форму достаточно легкой пористой сферы. Yago и Furuta разработали способ по применению ГА в сочетании с адгезивным фибрином и лиофилизированной мягкой мозговой оболочкой для формирования стенок глазницы при анофтальме [48]. Полученный искусственным путем ГА уступает по многим параметрам природному. Основной его недостаток - большой процент осложнений в послеоперационном периоде (обнажение имплантата, развитие хронического воспалительного процесса в конъюнктивальной полости). Попытка улучшить свойства искусственного ГА его композицией с силиконом не принесла зна-

чительных результатов, частота обнажения имплантата сохранилась достаточно высокой. По этой причине процедура имплантации усложнилась покрытием обнажающегося вкладыша из ГА подкожножировым трансплантатом [46].

Биосовместимые пористые имплантаты. В последние годы все больше офтальмологов отдают предпочтение пористым биосовместимым материалам [22,30,37,43].

Р.А.Д. Rubin с коллегами предлагает использовать пористый полиэтилен высокой плотности («Medpor») [43]. Его поровое пространство благоприятствует процессу фиброваскуляризации. Материал, по их мнению, обладает хорошей биосовместимостью, легко моделируется. Структура материала позволяет легко проводить через него швы для фиксации прямых мышц и его частей.

И. А. Филатова предлагает в качестве имплантационного материала использовать углеродный войлок [8,21,22]. Обладая микропористостью, углерод обеспечивает прекрасные процессы фиброваскуляризации. Он легко, хорошо моделируется во время операции, позволяет максимально восстановить утраченный объем орбитального содержимого индивидуально у каждого пациента, позволяет воссоздать анатомическое взаиморасположение структур глазницы. Пригоден как для первичной пластики орбиты, так и для вторичной (отсроченной), а также для устранения западения в области верхней орбито-пальпебральной борозды [21].

Акриловые имплантаты использует N. Suvag [45]. Они известны под названием SUVAG-имплантаты.

Имплантаты на основе металлов. В настоящее время все более широкое использование находят имплантаты из нержавеющей стали, титана, керамики и других материалов [9].

Г.Ц. Дамбаев с соавторами предлагает использовать никелид титана для формирования ОДК [9]. Они отмечают следующие свойства титана: биологическую инертность, высокую механическую прочность, пластичность, малый удельный вес.

Достаточно широко используются в мировой практике имплантационные материалы на основе алюминоксида. Morel провел испыта-

ния пористых алюминиевых керамических сферических имплантатов на кроликах [36]. Установлены сроки фиброваскулярных процессов в поровом пространстве трансплантата. К 15 дню с момента операции происходит проникновение соединительной ткани на 50%, полное прорастание имплантата отмечается к 30 дню.

Возможность использования высокопористых керамических материалов с ячеистой структурой в имплантологии была показана, например, при их использовании в качестве элементов конструкции дентальных имплантатов, обеспечивающих прорастание костной ткани и надежное крепление дентального имплантата в челюсти пациента [26,28,35,38,41,42].

Литературных данных по биоадгезивности металлов и сплавов мало. Известна кинетическая модель поверхностных реакций органических молекул с металлическими имплантатами, которая учитывает как свойства ткани, состав биологической жидкости, так и вид и свойства окислов, покрывающих поверхность имплантата. Показано, что для титановых и танталовых имплантатов транспорт электронов через границу раздела ингибируется достаточно толстым пассивным окисным слоем, при этом адсорбция белков не сопровождается изменением их нативной конформации. На поверхности металлов или сплавов Co-Cr-Mo, образующих в биологической среде слой окислов с электронной проводимостью, адсорбированные белковые макромолекулы изменяют конформацию из-за электрохимических реакций [1].

Металлические имплантаты характеризуются наличием тонких разделяющих окислительных слоев между материалом имплантата и биологической средой, и такие имплантаты, в лучшем случае, следует считать биотолерантными [9]. С целью повышения биоактивности керамических имплантатов предложены варианты композиционных материалов, разработаны комбинированные имплантаты, представляющие собой сочетание титановой пластины с реберным аутооттрансплантатом [6] или с силиконовыми пластинами [30]. Силиконовая пластина, фиксируемая к повер-

хности титанового имплантата, обеспечивает гладкую поверхность, что облегчает имплантацию и предотвращает эрозию мягких тканей, прилегающих к поверхности металла [30].

Выводы

На основании вышеизложенного можно сделать вывод о том, что большинство имеющихся имплантационных материалов и методов формирования ОДК не лишены недостатков.

Таким образом, среди множества материалов, предлагаемых в качестве имплантационного материала, на первый план выходят синтетические пористые биосовместимые материалы и их композиции. Дальнейшая разработка таких материалов является актуальной проблемой в пластической офтальмохирургии.

Литература

1. Бельченко, В.А. Реконструкция верхней и средней зон лица у больных с посттравматическими дефектами лицевого скелета с использованием аутоотсплантатов мембранозного происхождения и металлоконструкций из титана: дис. ... д-ра мед. наук / В.А. Бельченко. – М., 1996.
2. Повышение биологической совместимости зубных протезов из полиметилкрилата с помощью гидроксиапатита / А.И. Волошин [и др.] // Стоматология. – 1997. – Т. 76. – № 5. – С. 40-43.
3. Гундорова, Р.А., Бордюгова Г.Г., Травкин А.Т. Банк глазных тканей при Московском НИИ глазных болезней им. Гельмгольца / Р.А. Гундорова, Г.Г. Бордюгова, А.Т. Травкин // Вести, офтальмол. – 1984. – № 1. – С. 51-54.
4. Гундорова, Р.А. Методы формирования культи после энуклеации и первичное глазное протезирование: метод. рекомендации / Р.А. Гундорова; Московский НИИ им. Гельмгольца, Казанский НИИ глазных болезней. – Москва. – 1992. – С. 13.
5. Давыдов, Д.В. Комбинированная реконструкция орбиты у пациентов с анофтальмическим синдромом / Д.В. Давыдов, И.В. Решетов // Офтальмохирургия. – 1999. – № 1. – С. 26-30.
6. Давыдов, Д.В. Медико-биологические аспекты комплексного использования биоматериалов у пациентов с анофтальмом: дис. ... д-ра мед. наук / Д.В. Давыдов. – М., 2000. – С. 199-232.
7. Захаров, В.А. О создании подвижной энуклеационной культи имплантатами из некоторых полимеров / В.А. Захаров // Труды ВМА им. С.М. Кирова. – 1972. – Вып. 191. – С. 64-68.
8. Катаев, М.Г. Особенности энуклеации после операции поустранению симблефорона / М.Г. Катаев, И.А. Филатова // Матер. II Евро-азиатской конференции по офтальмохирургии. – Екатеринбург, 2001. – С. 266.
9. Копылова, Н.Е. Анализ трансплантационных материалов, используемых при реконструкции костных повреждений орбиты / Н.Е. Копылова, Д. В. Давыдов // Новое в офтальмологии. – 2002. – № 2. – С. 44-49.
10. Мулдашев, Э.Р. Формирование культи после энуклеации гомотрансплантантом подкожножировой клетчатки подошвы / Э.Р. Мулдашев // Повреждение органа зрения продуктами нефтехимии и другими факторами. – Уфа, 1975 – С. 98-100.
11. Рубинчик, Л.З. Применение некоторых полимеров в качестве имплантатов для создания косметического протеза после энуклеации и эквисцерации / Л.З. Рубинчик // Вести офтальмол. – 1970. – № 5. – С. 49-52.
12. Травкин, А.Г. Применение протакрилового имплантата для формирования подвижной культи энуклеированного глаза / А.Г. Травкин // Тезисы докладов VI Всесоюзного съезда офтальмологов. – Москва, 1985. – Т. 4. – С. 115-116.
13. Шиф, Л.В. Изучение пригодности силиконовой резины и лавсанового сетеполотна для имплантации в орбиту после удаления глазного яблока (экспериментальные исследования) / Л.В. Шиф, Б.М. Массин, Ю.С. Друянова // Протезирование и протезостроение: сборник научных трудов. – М., 1973. – Вып. 30. – С. 115-121.
14. General Infirmary at Leeds «CRISS-CROSS» fascia lata wrap for orbital implant a pilot study / P. Bagga [et al.] // Abstract book of 15-th meeting of ESOPRS. – Rome, 1997. – P. 78-79.
15. Kompozycje Materiały Sprężyste Dla Osteosyntezy i Endoprotezoplastyki / Chlopek J. [et al.] // I Sympozjum Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna IOP'97. – Białystok, 1997. – P. 303-308.
16. David, R. Evolution of the hydroxyapatite implant and a report on 75 patients / R. David, S. Gilbery, L. Mawn // Abstract book of 15-th meeting of ESOPRS. – Rome, 1997. – P. 66.
17. Davydov, D.V. Elastic biocompatible implant in plastic ophthalmic surgery / D.V. Davydov, L.I. Valuev, G.A. Sytov // Abstract book of the Societas ophthalmologica Europaea. – Budapest, 1997. – P. 371.
18. Drnovsek-Olup, B. Useful material for implantation of hydroxyapatite orbital implants / B. Drnovsek-Olup // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 120.
19. Fahy, G.T. Clinical results and vascularisation of synthetic hydroxyapatite orbital implants / G.T. Fahy, N. Sarvananthan, M. Liddicoat // Abstract book of 15-th meeting. – Rome, 1997. – P. 162.
20. Ferrone, P.S. Rate of vascularization of coralline hydroxyapatite ocular implants / P.S. Ferrone, J.J. Dutton // Ophthalmol. – 1992. – Vol. 99. – P. 376-379.
12. Filatova, I., Delayed mucous grafting upon carbon

- felt implant / I. Filatova, M. Kataev // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 116.
22. Filatova, I. A new carbon felt orbital implant / I. Filatova, M. Kataev, V. Bykov // Abstract book of the 14-th meeting of the ESOPRS. – Utrecht. – 1996. – P. 43.
 23. Frost, WA. What is the best method of dealing with a lost eye? / Frost WA. // Br. Med. J. – 1887, № 1. – P. 1153-1153.
 24. Frost, BR. On the insertion of artificial globes into Tenon's capsule after excising the eye / BR. Frost // Trans. Ophthalmol. Soc. U. K. – 1887. – № 7. – P. 286.
 25. Gursthoff, R. Prevention of postenucleation syndrome; the hydroxyapatite silicon implant. Preliminary experimental work and clinical experiences. / R. Gursthoff, A.P. Vick, U. Schandig // Abstract book XI-th Congress of the Societas Ophthalmologica Europaea. – Budapest, 1997. – P. 259.
 26. Haraldur, S. Hydroxyapatite apheres covered with mersilene mesh / S. Haraldur // Abstract book XI-th Congress of the Societas Ophthalmologica Europaea. – Budapest, 1997. – P. 490.
 27. Hintchich, CR. Glass-ionomer cement implants and tissue aluminium levels / CR. Hintchich, E. Raithel, B. Willekens // Abstract book of the 14-th meeting of the ESOPRS. – Utrecht, 1996. – P. 41.
 28. Holmes, RE. Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in mandibular contour augmentation: a histometric study / RE. Holmes, HK. Hagler // J. Oral Maxillofac. Surg. – 1987. – Vol. 45. – P. 421-429.
 29. John, W. Shore. Porous polyethylene channel implant for orbital wall reconstruction. / W. John Shore // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 35-36.
 30. Joseph, A. At Hinged silicone covered metallic implant for repair of large fractures of the internal orbital skeleton / A. Joseph, Jr. Muriello // Ophthalmic Plast. Reconstr. Surg. – 1995. – Vol. 11, №1. – P. 59-65.
 31. Kaltreider, SA. Prevention and management of complications associated with the hydroxyapatite implant / SA. Kaltreider, SA. Newnan // Ophthalmic. Plast. Reconstr. Surg. – 1996. – Vol. 12. – P. 18-31.
 32. Takafumi Kanarawa, Hideki Mouma. Shiden to sorci- / Kanarawa Takafumi, Mouma Hideki // J. Minimy and Mater. Process. Inst. Jap. – 1995. – Vol. 111, № 4. – P. 199-204 In.
 33. Karslyoglu, S. Implantation techniques of hydroxyapatite sp hydroxyapatite particles of different shapes / DJ. Misiek, RF. Carr // J. Oral. Maxillofac. Surg. – 1984. – Vol. 42. – P. 150-160.
 36. Biocolonisation of porous alumina orbital implant: animal experiments / X. Morel, J.M. Legeais [at all.] // Abstract book of 15-th meeting of ESOPRS. – Rome, 1997. – P. 27.
 37. Sucrulfate and basic fibro-blast growth factor promote endothelial cell proliferation around porous orbital 1 implants in vitro / T. E. Nicaens [at all.] // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, 1995. – P. 123-124.
 38. Пат. 5549123 США МКИ А 61В 19/00. Process of producing biocompatible implant material by firing a mixture of granulated powder and a combustible substance / Oragama Masolrigo, Окаеба Kolji, Yamagiwa Kutsaya; заявл. 29.12.94, опублик. 27. 08. 96. Приор. 29.11.93. № 5 353488(Япония) НКИ 128/898.
 39. Perry, A.C. Advances in enucleation / A.C. Perry // Ophthalmol Clin. North. Am. – 1991. – Vol. 4. – P. 174.
 40. Retout, A. Treatment of the deep superior eyelid sulcus in the anophthalmic socket / A. Retout, E. De Bokay // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 112.
 41. Reznick, J.B. Host response to infection of a subperiosteal hydroxyapatite implant / J.B. Reznick, W.C. Gilmore // Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. – 1989. – Vol. 67. – P. 665-672.
 42. Rosen, H.M. The biologic behavior of hydroxyapatite implanted into the maxillofacial skeleton / H.M. Rosen, M.M. Mc Farland // Plast. Reconstr. Surg. – 1990. – Vol. 85. – P. 718-723.
 43. Rubin, P.A.D. A new enucleation implant: conical shape with superior sulcus support / P.A.D. Rubin, J.K. Popham, J.W. Shore // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 114-115.
 44. Sigurdsson, H. Hydroxyapatite implants, initial experience / H. Sigurdsson // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 118.
 45. A new acrylic implant (SU-VAG) with a new evisceration technique / Dr.N. Suvag [at all.] // Abstract book of 13-th meeting of ESOPRS. – Rostock, Venue, 1995. – P. 111.
 46. Vassallo, P. Hydroxyapatite orbital implant exposure treatment by cermis-graft / P. Vassallo, G. Di Matteo // Abstract book of 15-th meeting of ESOPRS. – Rome, 1997. – P. 75.
 47. Replamineform porous biomaterials for hard tissue implant application / E.W. White, J.N. Weber, D.M. Roy // J. Biomed. Mater. Res. – 1975. – Vol. 6. – P. 23-27.
 48. Yalar, M. Mersilene mesh: long term results in oculoplastic surgery / M. Yalar, M. Demircan, M. Yagmur // Abstract book of the 14-th meeting of the ESOPRS. – Utrecht, 1996. – P. 45.

Поступила 21.11.2005 г.

Принята в печать 28.12.2005 г.